

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号
特表2002-526227
(P2002-526227A)

(43) 公表日 平成14年8月20日 (2002.8.20)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 D 5 C 0 7 6
	3 0 0		3 0 0 5 J 0 8 3
H 0 4 N 1/387		H 0 4 N 1/387	
		審査請求 未請求	予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2000-574952(P2000-574952)
(86) (22) 出願日 平成11年9月30日 (1999.9.30)
(85) 翻訳文提出日 平成12年5月31日 (2000.5.31)
(86) 国際出願番号 PCT/EP99/07478
(87) 国際公開番号 WO00/20887
(87) 国際公開日 平成12年4月13日 (2000.4.13)
(31) 優先権主張番号 60/102,923
(32) 優先日 平成10年10月1日 (1998.10.1)
(33) 優先権主張国 米国 (US)
(31) 優先権主張番号 09/335,158
(32) 優先日 平成11年6月17日 (1999.6.17)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

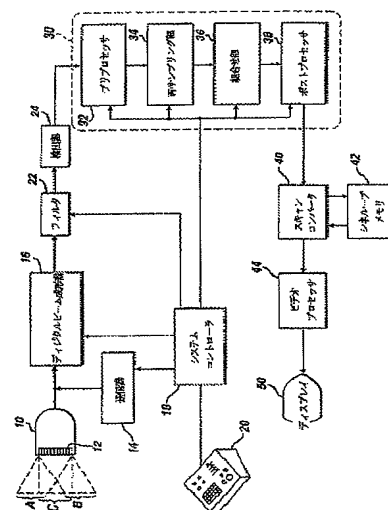
(71) 出願人 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
Koninklijke Philips Electronics N. V.
オランダ国 5621 ペーアー アイन्दーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
(72) 発明者 ロビンソン, プレント エス
オランダ国, 5656 アーアー アイन्दーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
(72) 発明者 エントリーキン, ロバート アール
オランダ国, 5656 アーアー アイन्दーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
(74) 代理人 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 適応的な空間合成を行う超音波診断撮像システム

(57) 【要約】

適応性の超音波空間合成方法は、空間合成されるべきコンポーネント超音波画像の数が走査手順のタイプに応じて変更されて説明される。調査モードにおいて、トランスデューサが患者を高速的に走査し、フレーム間の相関関係の度合いが低いとき、合成されるコンポーネント超音波画像の数は減少される。観察モードにおいて、身体の特定の部分を観察するためにトランスデューサが比較的静止状態にあり、フレーム間空間対応が比較的高いとき、コンポーネント画像の数は増加される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 時間的に異なる超音波診断画像情報を捕捉する段階と、
走査ヘッドの動きの尺度を生成するために上記画像情報を処理する段階と、
上記尺度に応答して空間合成処理の動作パラメータを調節する段階とを有する
、空間合成を超音波走査モードに適応的に調節する方法。

【請求項2】 上記動作パラメータは、合成画像を形成するのに使用される
コンポーネント画像の数である請求項1記載の方法。

【請求項3】 上記動作パラメータにより、走査ヘッドの動きが比較的速い
ときは合成画像を形成するため比較的少ないコンポーネント画像を使用し、又、
上記走査ヘッドの動きが比較的遅いときは合成画像を形成するために比較的多くの
コンポーネント画像を使用する請求項2記載の方法。

【請求項4】 上記時間的に異なる超音波診断画像情報は、合成画像のコン
ポーネントフレームを有し、

上記処理段階は更に、コンポーネントフレーム間の類似又は差異の度合いを表
わす量を計算する段階を有する請求項1記載の方法。

【請求項5】 上記量は、時間的に異なる画像データの計算された差の絶対
値の和を含む請求項4記載の方法。

【請求項6】 上記計算段階において、時間的に隣接するコンポーネントフ
レームについて上記量を計算する請求項4記載の方法。

【請求項7】 上記時間的に隣接するコンポーネントフレームのうちの一方
は第1の合成画像のコンポーネント画像であり、他方は第2の合成画像のコンポ
ーネントフレームである請求項6記載の方法。

【請求項8】 上記計算段階において、時間的に隣接しないコンポーネント
フレームについて上記量を計算する請求項4記載の方法。

【請求項9】 上記計算段階において、対応する視線方向を含むコンポーネ
ントフレームについて上記量を計算する請求項8記載の方法。

【請求項10】 上記時間的に異なる超音波診断画像情報は、合成画像のコン
ポーネントフレームを有し、

上記方法は、更に上記コンポーネントフレームと時間的にインターリーブする

ことに基づいて参照画像データを捕捉する段階を有し、

上記参照画像データは、走査ヘッドの動きの上記尺度を生成するために処理される請求項1記載の方法。

【請求項11】 上記参照画像データは、対応する空間整列を示す参照ラインを有する請求項10記載の方法。

【請求項12】 上記動作パラメータは、合成画像を形成するために使用されるコンポーネント画像の視線方向である請求項1記載の方法。

【請求項13】 上記動作パラメータは、合成画像を形成するために使用されるコンポーネント画像の操舵角である請求項1記載の方法。

【請求項14】 上記動作パラメータは、合成画像を形成するために使用されるコンポーネント画像の走査ライン密度である請求項1記載の方法。

【請求項15】 上記動作パラメータは、合成画像を形成するために使用されるコンポーネント画像の焦域の数である請求項1記載の方法。

【請求項16】 上記動作パラメータは、合成画像を形成するために使用されるコンポーネント画像のPRFである請求項1記載の方法。

【請求項17】 上記動作パラメータは、合成画像を形成するために使用されるコンポーネント画像の操舵角である請求項1記載の方法。

【請求項18】 上記動作パラメータは、合成画像を形成するために使用されるコンポーネント画像の捕捉速度である請求項1記載の方法。

【請求項19】 上記動作パラメータは、合成画像の表示速度である請求項1記載の方法。

【請求項20】 上記動作パラメータは、上記空間合成プロセッサの時間的な動作特性を制御する請求項1記載の方法。

【請求項21】 上記時間的な動作特性は、空間合成に対するコンポーネント画像が捕捉される間の時間である請求項20記載の方法。

【請求項22】 上記空間合成プロセッサはIIRフィルタを含み、上記時間的な動作特性は上記IIRフィルタの時定数である請求項20記載の方法。

【請求項23】 上記処理段階は更に、コンポーネント画像フレーム間で類似又は差異の度合いを表わす量を計算する段階を有する請求項1記載の方法。

【請求項24】 上記量の計算段階において、上記量は空間合成に対して使用される画像フレームにおける関心領域に基づいて計算される請求項23記載の方法。

【請求項25】 上記量の計算段階において、上記量を時間的に隣接する画像フレームに対して計算する請求項23記載の方法。

【請求項26】 一方は第1の合成画像のコンポーネント画像フレームであり、上記時間的に隣接する画像フレームの他方は第2の合成画像のコンポーネント画像フレームである、請求項25記載の方法。

【請求項27】 上記量の計算段階において、時間的に隣接しない画像フレームについて上記量を計算する請求項23記載の方法。

【請求項28】 上記量の計算段階において、対応する視線方向を含む画像フレームについて上記量を計算する請求項23記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本願は、1998年10月1日出願の米国仮特許出願第60/102,923号に基づいて優先権主張するものである。

【0002】

本願は超音波診断撮像システムに関連し、更に特定のには画像のブレを減少する適応性のある空間的に合成された画像を生成する超音波診断撮像システムに関する。

【0003】

空間合成は、多数の視点又は角度から獲得された所与の目標の多数の超音波画像が、各角度から受信された合成画像目標の各点から受信されたデータを組み合わせることによって、単一の合成画像へ組み合わされる撮像技術である。空間合成の例は、米国特許第4649927号、第4319489号、及び第4159462号に記載されている。リアルタイム空間合成撮像は、略独立の空間的な方向から一連の部分的に重なり合うコンポーネント画像フレームを、コンポーネントフレームの電子ビームの操舵及び／又は電子的な平行移動を行なうためにアレイトランスデューサを使用して高速に捕捉することによって行なわれる。コンポーネントフレームは、加算、平均化、ピーク検出、又は他の組合せ手段によって合成画像へ組み合わされる。合成画像の捕捉シーケンス及び形成は、捕捉フレーム速度、即ち選択された撮像の幅及び深さに亘る走査ラインの全必要量を捕捉するのに必要とされる時間によって制限される速度で連続的に繰り返される。

【0004】

合成画像は典型的には単一の視点からの従来の超音波画像よりも低いスペックル及びより良い正反射で反射体を描写する。合成画像を形成するために使用されるコンポーネントフレームが略独立であり平均化されていれば、スペックルはNのコンポーネントフレームを有する合成画像ではNの平方根ごとに減少する（即ちスペックル信号対雑音比は改善される）。コンポーネントフレームの独立の度合いを決定するために幾つかの規準が使用されうる（例えば、O'Donnell et al, IEEE Trans. UFFC v.35, no.4, pp 470-76 (1988)を参照）。實際上、操舵され

た線形アレイを用いた空間合成撮像では、これはコンポーネントフレーム間の最小操舵角を意味する。この最小角度は典型的には数度のオーダーである。

【0005】

空間合成走査が画質を改善するための第2の方法は、反射境界の捕捉を改善することによるものである。例えば、湾曲した骨-軟組織境界は、超音波ビームが境界に対して丁度垂直である場合に強いエコーを発生し、ビームが垂直からわずかに数度ずれている場合に非常に弱いエコーを発生する。これらの境界はしばしば湾曲しており、従来の走査では境界の小さな部分のみが可視である。空間合成走査は、境界のビューを多くの異なる角度から捕捉し、湾曲した境界をより大きな視野に亘って可視且つ連続的とする。角度の多様性が大きいことは、一般的に反射目標の連続性を改善する。しかしながら、可能な角度の多様性はトランスデューサアレイ素子の許容角度によって制限される。許容角度は、トランスデューサアレイ素子のピッチ、周波数、及び構成方法に依存する。

【0006】

リアルタイム空間合成撮像に関する1つの問題は、各新しい合成画像フレームを生成するために幾つかの画像捕捉動作が必要とされることである。Nのコンポーネントフレームからなる空間合成画像を捕捉するために必要とされる時間は、個々のコンポーネントフレームの夫々のために必要な時間よりも約N倍長い。合成画像の画質を最大限とするために概して多数のコンポーネントフレームを捕捉することが望ましい。しかしながら、合成されるべき画像は時間的に捕捉されるため、画像を合成することによりブレのある結果としての画像が生成されうる。特定の時点におけるブレは、臨床操作者による走査ヘッドの意図的な走査の動きがコンポーネントフレーム間で位置ずれを生ずるときに現われる。臨床操作者が調査モードにおいて異常を探索するとき、短時間で可能な限り多くの組織を見るために、通常、走査ヘッドはかなり速く動かされる。走査ヘッドを動かすことによって得られる結果は、時間的に順次のコンポーネントフレームがますます位置ずれされ、相関の度合いが低下することである。臨床操作者が潜在的な異常を確認すると、走査の動きは関心特徴を撮像するために遅くされるか、完全に停止される（「目標」又は「観察」モード）。この時点で、合成画像のコンポーネント

フレーム内の画像特徴はより高い相関関係を示し、合成画像内の動きのブレは走査ヘッドが略静止した状態にある限り、かなり減少されるか完全に取除かれる。調査モードか観察モードのいずれかで動作するとき、或いは、両モード間で切換えるとき、リアルタイム空間合成撮像中に生ずる画像のブレが取るに足らない要素となることが望ましい。

【0007】

本発明の原理によれば、空間合成画像を形成するのに使用されるコンポーネントフレームの数を動作モードに適応させることによって、合成画像のブレは減少され画質も改善される。調査モード中、走査ヘッドの動きが比較的速いときは合成画像を形成するために少数のコンポーネント画像が使用される。観察モード中、走査ヘッドの動きが比較的遅いときは画像のブレを生じること無く合成画像を形成するために多数のコンポーネント画像が使用され得る。コンポーネントフレームの数の変化は、ユーザによる動作モードの設定によって切換えられ得るか、好ましい実施例においては超音波システムが走査ヘッドの動きを自動的に感知し、それに応じて合成される画像の数を適応的に調節する。

【0008】

まず図1を参照するに、本発明の原理に従って構築される超音波診断撮像システムが示される。アレイトランスデューサ12を含む走査ヘッド10は、破線の矩形及び平行四辺形で示されるイメージフィールドに亘って異なる角度でビームを送信する。図中、3つの走査ラインの群A、B、Cが示され、各群は走査ヘッドに対して異なる角度で操舵されている。ビームの送信は、各ビームをアレイに沿った所定の原点から所定の角度で送信するようアレイトランスデューサの各素子の位相調整及び作動時間を制御する送信器14によって制御される。各走査ラインに沿って戻るエコーはアレイの素子によって受信され、アナログ・デジタル変換によってデジタル化され、デジタルビーム成形器16に結合される。デジタルビーム成形器は、アレイ素子からのエコーを遅延させ加算し、各走査ラインに沿って一連の合焦されたコヒーレントなデジタルエコーサンプルを形成する。送信器14及びビーム成形器16はシステムコントローラ18の制御下で動作し、システムコントローラ18は超音波システムのユーザによって操作さ

れるユーザインタフェース20上の制御の設定に応答する。システムコントローラは、所望の角度、送信エネルギー、及び周波数において所望の数の走査ライン群を送信するよう送信器を制御する。システムコントローラはまた、用いられる開口及び画像深さについて受信されたエコー信号を正しく遅延させ組み合わせるようデジタルビーム成形器を制御する。

【0009】

走査ラインエコー信号は、関心となる周波数の帯域を決めるプログラム可能なデジタルフィルタ22によってフィルタリングされる。高調波造影剤を撮像するとき、又は組織高調波撮像を行なうとき、フィルタ22の通過帯域は送信帯域の高調波を通過するよう設定される。フィルタリングされた信号は検出器24によって検出される。望ましい実施例では、受信された信号が多数の通過帯域へ分離され、個々に検出され、周波数合成により画像スペckルを減少させるよう再び組み合わせられるよう、フィルタ及び検出器は多数のフィルタ及び検出器を含む。Bモード撮像では、検出器24はエコー信号包絡線の振幅検出を行なう。ドップラー撮像では、画像中の各点についてエコーの集合が組み立てられ、ドップラーシフト又はドップラーパワー強度を推定するためにドップラー処理される。

【0010】

本発明の原理によれば、デジタルエコー信号はプロセッサ30において空間合成によって処理される。デジタルエコー信号は最初にプリプロセッサ32によって前処理される。プリプロセッサ32は、所望であれば重み係数で信号サンプルを予め重み付けしてもよい。サンプルは、特定の合成画像を形成するのに使用されるコンポーネントフレームの数の関数である重み係数で予め重み付けされてもよい。プリプロセッサはまた、合成されるサンプル又は画像の数が増加する遷移を平滑化するよう1つの重なる画像のエッジにおけるエッジ線を重み付けしてもよい。前処理された信号サンプルは、再サンプリング部34において再サンプリングされる。再サンプリング部34は、一つのコンポーネントフレームの推定値又は表示空間の画素を空間的に再び整列させる。

【0011】

再サンプリング後、画像フレームは組合せ部36によって合成される。組合せ

動作は、加算、平均化、ピーク検出又は他の組合せ手段を含みうる。組み合わせられるサンプルはまた、この段階において組み合わせられる前に重み付けされてもよい。最後に、ポストプロセッサ38によって後処理が行なわれる。ポストプロセッサは、組み合わせられた値を表示範囲である値へ正規化する。後処理は、視線アップテーブルによって最も容易になされ、同時に圧縮及び合成された値の範囲を合成画像の表示に適した値の範囲へマッピングすることが行われうる。

【0012】

合成過程は、推定データ空間において、又は表示画素空間において実行されてもよい。望ましい実施例では、合成処理に続き、スキャンコンバータ40によってスキャンコンバートされる。合成画像は、推定値形式又は表示画素形式でシネループ（登録商標Cineloop）メモリ42の中に記憶される。推定値形式で記憶される場合、画像は表示のためにシネループメモリから再生された場合にスキャンコンバートされうる。スキャンコンバータ及びシネループメモリはまた、米国特許第5,485,842号及び第5,860,924号に記載されるように空間的に合成された画像を3次元表現させるために使用されうる。スキャンコンバートに続き、空間的に合成された画像は、表示のためにビデオプロセッサ44によって処理され、画像ディスプレイ50上に表示される。

【0013】

図2は、図1の空間合成プロセッサ30の望ましい実施例を示す図である。プロセッサ30は、様々な方法で画像データを処理する1つ以上のデジタル信号プロセッサ60によって実施されることが望ましい。デジタル信号プロセッサ60は、受信された画像データを重み付けし、例えばフレーム間で画素を空間的に整列させるために画像データを再サンプリングする。デジタル信号プロセッサ60は、処理された画像フレームを、個々の画像フレームをバッファリングする複数のフレームメモリ62へ向ける。フレームメモリ62によって記憶される画像フレーム数は、合成されるべき画像フレーム最大数、例えば16、に少なくとも等しいことが望ましい。本発明の原理によれば、デジタル信号プロセッサは、画像表示深さ、最大の合成の領域の深さ、臨床用途、合成表示速度、動作モード、及び所与の時点において合成すべき画像数を決定するための捕捉速度を

含む制御パラメータに応答する。ディジタル信号プロセッサは、累積メモリ64中で合成画像として組み立てるためにフレームメモリ62中に記憶されるコンポーネントフレームを選択する。累積メモリ64中で形成される合成画像は、正規化回路66によって重み付け又はマッピングされ、次に所望の数の表示ビットへ圧縮され、所望であれば視線アップテーブル(LUT)68によって再びマッピングされる。完全に処理された合成画像は、フォーマット化及び表示のためにスキャンコンバータへ送信される。

【0014】

コンポーネントフレーム間の位置ずれは、相関ブロック探索(米国特許出願第5,782,766号)、ドップラー組織速度(米国特許出願第5,127,409号)、加速度計又は他の動きセンサ(米国特許出願第5,529,070号)及び特徴追跡のような、動きを追跡する幾つかの方法によって測定され得る。しかしながら、これらの方法は概して大量の計算を必要とする。位置ずれによる影響は、一つのコンポーネントフレームと時間的なシーケンスにおけるその後のコンポーネントフレームとの類似又は差異の度合いを比較することで動き自体を測定すること無く容易に検出できることである。相互相関、または差の絶対値の和(SAD)のような類似又は差異の度合い量は、動き推定よりも概して計算が少なく、又、フレーム内の少なくとも一つの関心領域(ROI)においてフレーム間の類似又は差異の度合いを定量化するために使用され得る。例えば、差の絶対値の和(SAD)は図3に示される、a1、b1、c1等といったROIに対して容易に計算され得る。図3の実施例では、SADは、 $SAD(a1-b1)$ 、 $SAD(b1-c1)$ 、 $SAD(c1-d1)$ 、 $SAD(d1-a2)$ 、 $SAD(a2-b2)$ 等の順序で時間的に隣接する画像A、B、C等のROIに対して計算される。図3中のコンポーネント画像フレームの各列は、異なる合成画像を形成するために組合わせられる4つの画像を表わす。各列の最後では、一つの合成画像の最後のコンポーネント画像とその次の合成画像の最初のコンポーネント画像との間でSAD計算が行われていることが分かる。

【0015】

差の絶対値の和が零又は非常に小さい場合、フレーム間で位置ずれは殆ど又は

全く生じない。逆に、SADが大きい場合、位置ずれは顕著である。従って、連続する合成画像における対応するフレーム間のSAD値の時間的なシーケンスは、走査ヘッドの動きによる位置ずれの量の現在の標識を与え、それに応じて合成処理を変化させるために使用され得る。

【0016】

差異を計算するこの簡単なシーケンスは、そのシーケンス内若しくはそれ自体を異なる角度から走査することでフレーム間にいくらか相関の度合いを低下させるため、最適ではない。このようなフレーム間で生じる変動は時間的な平均化の使用を必要とし、又、調査モードと観察モードとの間の切換応答時間を遅くさせ得る。図4に示されるように、走査ヘッド及び組織の動きのみによって相関の度合いを低下することは、連続する合成画像中の同じ操舵角を有するコンポーネントフレームにおけるROI間の差異を計算することでより良く隔離され得る。本実施例では、SADは、 $SAD(a_1 - a_2)$ 、 $SAD(b_1 - b_2)$ 、 $SAD(c_1 - c_2)$ 、 $SAD(d_1 - d_2)$ 、 $SAD(a_2 - a_3)$ 、 $SAD(b_2 - b_3)$ 、 $SAD(c_2 - c_3)$ 、 $SAD(d_2 - d_3)$ 等の順序で計算される。このアプローチは、SAD値の計算に対するNフレームの伝播遅延を招くが、走査ヘッド又は組織の動きによる位置ずれをより良く隔離する。この処理のモード切換応答時間は、多数のコンポーネントフレームから少数のコンポーネントフレームに切替える場合かその反対の場合かに依存して非対称的となる。(一つの合成画像当たりのコンポーネントフレームの数が少ない)調査モードから(一つの合成画像当たりのコンポーネントフレームの数が多)観察モードへ適応する場合の方がその反対の場合よりも時間がかからず、これは合成フレーム速度が調査モードにおいてより高いからである。これは、走査ヘッドが動かされたとき、操作者は調査モードへ高速に適応して戻ることを望むため、最適な応答特性を提供しない。

【0017】

動きは、個別のコンポーネントフレームを比較することによって検出される必要はない。更に、動きは、合成画像の情報を比較することによって検出され得る。

。

【0018】

図5に示される、位置ずれを感知する第3の実施例は、各コンポーネント画像フレーム間に介在された少数の「校正」ラインを捕捉することである。これら校正ラインによって画成されたROIは、一定の視線方向から見られることが好ましく、(従って図3の実施例の限界を克服し)、SAD又は他のアルゴリズムを使用して位置ずれを感知することにも使用され得る。図5に示されるように、コンポーネント画像フレーム間で捕捉された校正ライン即ち参照ラインは、SADを計算するために使用されるか、さもなければ、コンポーネント画像を捕捉するために要した時間中に生じた位置ずれの度合いを測定するために使用される。校正ラインは、一定のライン密度、又は、一定の角度である必要はなく、広く離間され、異なった角度とされ、及び/又は、画像平面に散在され得る。まばらにサンプリングされたフレームは、望ましく機能する。追加的なラインが全体的なフレーム速度を低下させるが、参照ラインの数が少ないため時間的な遅れはさほど大きい必要はなく、どの場合であっても、適応的なアプローチは十分に高いフレーム速度の認識をユーザにまだ与える。

【0019】

SAD又は他の差異の尺度は走査ヘッド又は組織の動きによるブレの度合いを明確に示すことができる場合、この情報は合成画像を形成するために使用されるコンポーネントフレームの数を適応することで「調査モード」から「観察又は目標モード」に自動的に切替えるために使用され得る。例えば、調査モードでは、フレーム数は操作者による高速な走査ヘッドの動きの間に生じる動きによるブレを防止するために小さくなくてはならない(例えば、 $N=3$ 乃至5)。幾つかの場合では、調査モード中に合成が全く行われないことが望ましい場合もある。「目標モード」の間、走査ヘッドを病変即ち関心構造に合焦させた状態に維持する必要性によって走査ヘッドの動きが制限されるため、合成されたフレームの数は、大きくてもよい(例えば、7乃至11)。

【0020】

図6は、走査ヘッドがいつ高速に動かされているかを判断するためにSAD値が使用され得る手段を示し、それによって捕捉シーケンス中に少数のフレームを

含む調査モードに自動的に切換えられる。新しいSAD量が計算される度に、その新しいSAD値は最近計算されたSAD値を保有するSAD履歴バッファ102の中に記憶される。SAD値が、レベルがユーザによって予め設定又は、設定されたフレームの規定数についての所与の閾値よりも低くなるとき、計算及び決定論理104は改善された画像の重ね合せの新しい条件を認識し、シーケンス内で多数のフレームを含む目標モード又は観察モードに自動的に切換える。観察モードに変更するとき、より多数の空間的に重なり合う画像を捕捉するために新しい制御信号106がシステムコントローラ18のビーム成形器捕捉シーケンサーコントローラに送られ、次に、新しい制御信号108はより多数の合成画像が各空間的に合成された画像を形成するために使用されるよう命令するために新しい画像空間合成プロセッサ30に送られる。例えば、制御信号は -30° 、 0° 、 $+30^{\circ}$ の操舵角で3つの画像を合成することから -30° 、 -15° 、 0° 、 $+15^{\circ}$ 、 $+30^{\circ}$ の操舵角で5つの画像を合成することへの変更を命令できる。明らかに、より連続性のある制御スキーム（即ち、2つ以上の状態がある場合）を含む他の決定及び制御戦略が可能である。例えば、SAD値が徐々に減少することは、結果として、合成されるコンポーネントフレームの数が徐々に増加し、又、最高のSAD値で完全に合成が停止することを含み、SAD値が高くなると共にコンポーネントフレームの数が徐々に減少することを生じ得る。この方法は、操舵角、走査ライン密度、焦域の数、パルス繰返し周波数（PRF）、送信間の無駄時間、関心領域の大きさ、及び臨床的な状況に依存して合成フレーム毎のコンポーネントフレームの数の他にフレーム速度の捕捉に影響する他の要素を適応するために使用できる。

【0021】

合成画像毎のコンポーネントフレームの数を変化させる別の技術は、コンポーネントフレームを組み合わせるためにIIR（無限インパルス応答）フィルタを使用することである。フィルタの時定数、即ち、フィードバック路中の画像データは動きの関数として制御される。

【0022】

ユーザは、超音波システムを調査モードで動作するか観察モードで動作するか

の選択肢を与えられ得、ユーザが選択したモードにより合成されるべきコンポーネントフレームの数が決定される。しかしながら、適応的なアプローチは、ユーザが介入することなく走査ヘッド操作の変化に応答して空間合成処理を自動的に且つ、連続的に最適化できるといった点で好まれている。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の原理に従って構築される超音波診断撮像システムを示すブロック図である。

【図2】

図1の空間合成プロセッサの望ましい実施例を示すブロック図である。

【図3】

合成画像を形成するために使用される構成する画像フレームの位置ずれの度合いの計算を示す図である。

【図4】

構成する画像フレームを異なる合成画像の同じ操舵角で比較することで、構成する画像フレームの位置ずれの度合いを計算することを示す図である。

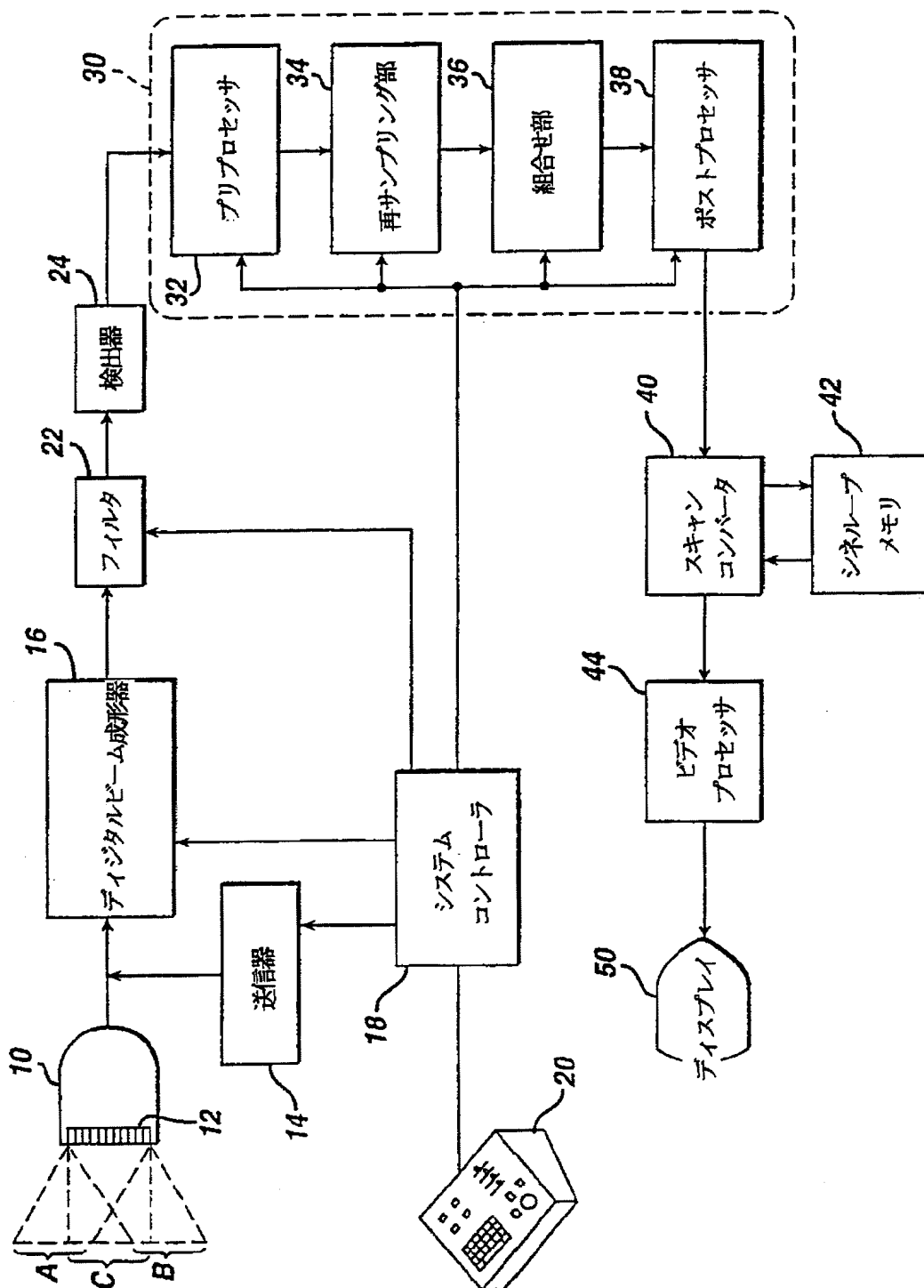
【図5】

画像の位置ずれを計算するために参照ラインを使用することを示す図である。

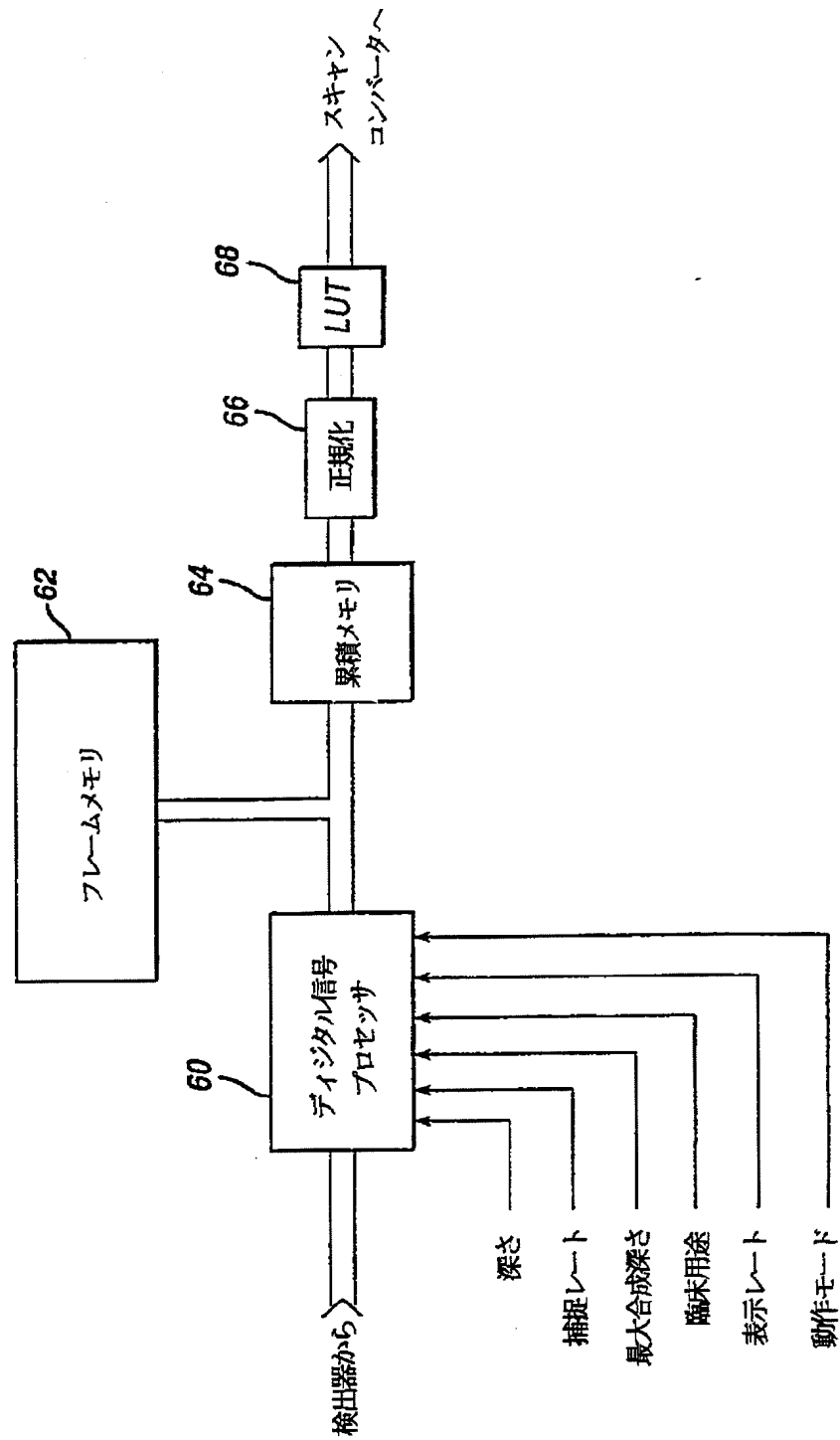
【図6】

空間的に合成された画像を形成するために使用されるコンポーネントフレームの数を適応的に調節するためにSAD計算された画像の位置ずれ係数を使用することを示す図である。

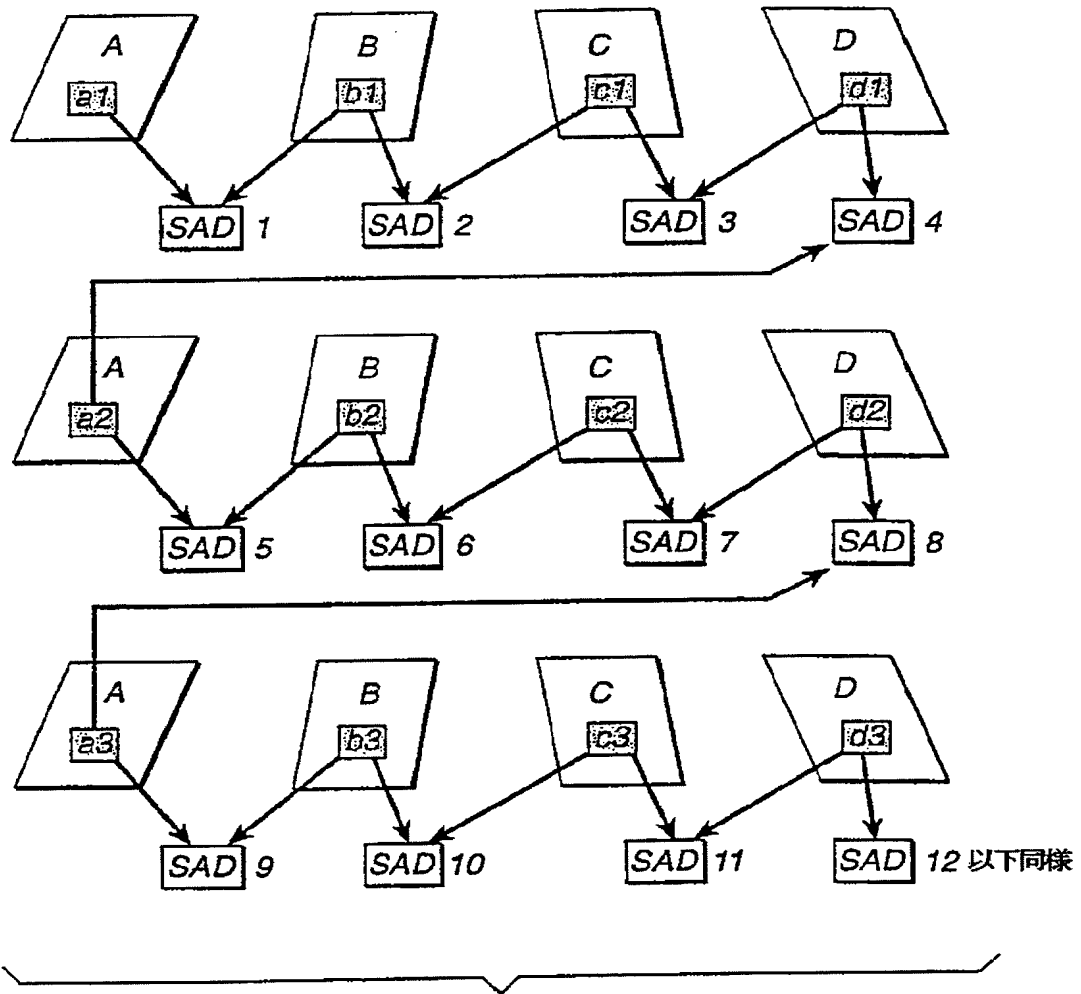
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

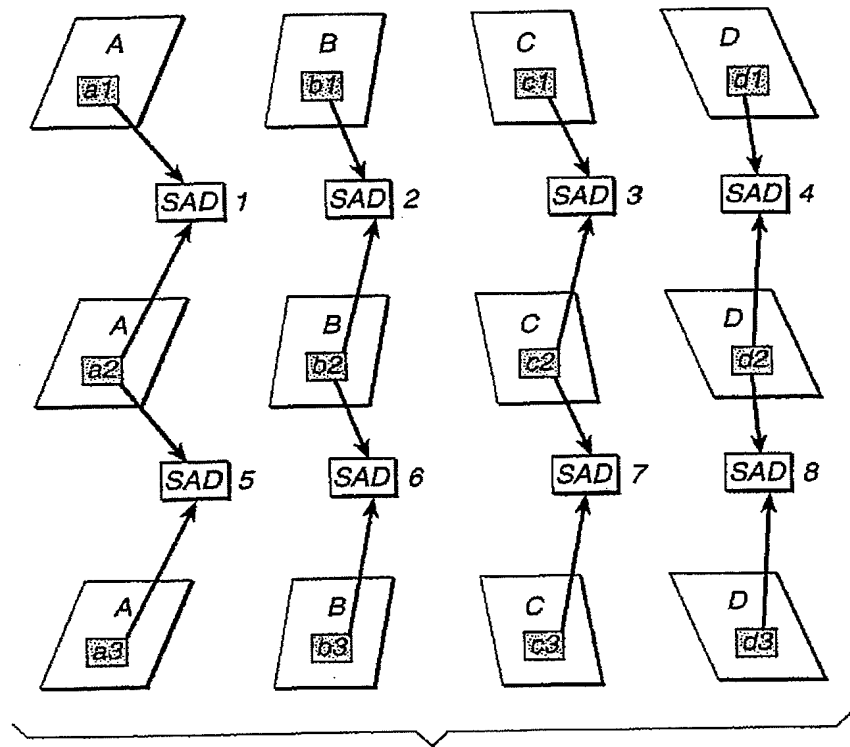
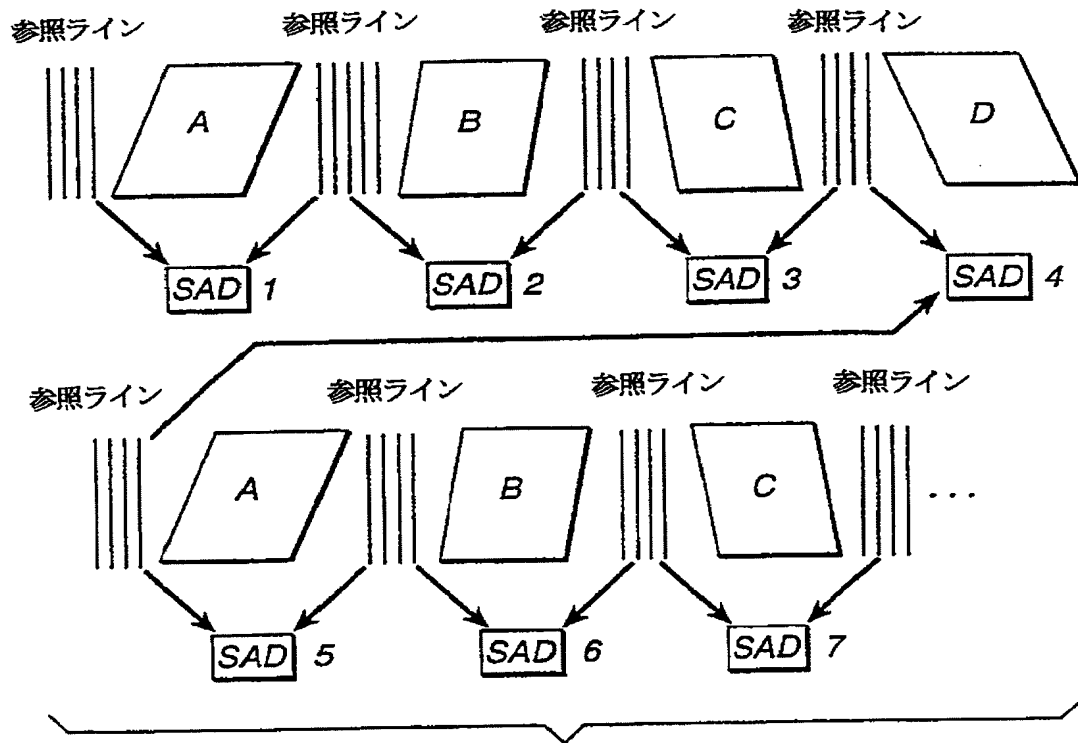
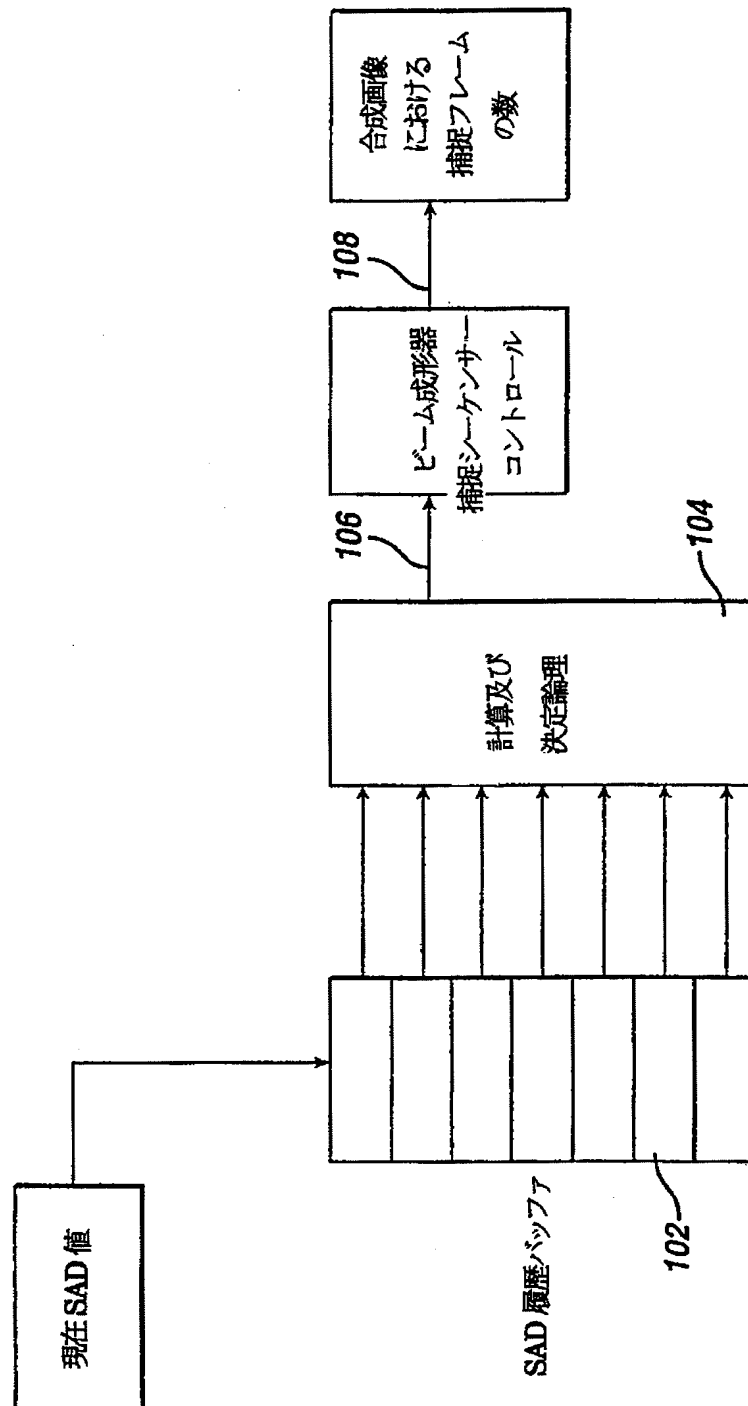


FIG. 4

【図5】



【図6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 99/07478

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G01S7/52

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 G01S

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 782 766 A (NOCK LEVIN ET AL) 21 July 1998 (1998-07-21) column 4, line 55 -column 14, line 26; figures 1-9	1-21, 23, 24, 27, 28
X	US 5 575 286 A (WENG LEE ET AL) 19 November 1996 (1996-11-19) column 3 -column 7; figures	1-21, 23-28
A	US 5 655 535 A (TED TAT-JIN ET AL) 12 August 1997 (1997-08-12)	1-28
A	US 5 653 235 A (TED TAT-JIN) 5 August 1997 (1997-08-05)	
	-/-	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another division or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"S" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

13 December 1999

Date of mailing of the international search report

11/01/2000

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.O. Box 5016 Patentamt 2
NL - 2200 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 81 661 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Devine, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Application No.

PCT/EP 99/07478

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	MOSKALIK A ET AL: "REGISTRATION OF THREE-DIMENSIONAL COMPOUND ULTRASOUND SCANS OF THE BREAST FOR REFRACTION AND MOTION CORRECTION" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, US, NEW YORK, NY, vol. 21, no. 6, page 769-778 XP002060900 ISSN: 0301-5629	1-28
A	US 5 566 674 A (WENG LEE) 22 October 1996 (1996-10-22) column 4 -column 7; figures	1-21, 23-28
A	US 5 623 929 A (WENG LEE) 29 April 1997 (1997-04-29) the whole document	1-28
A	US 5 072 734 A (TAKEUCHI YASUHIRO) 17 December 1991 (1991-12-17) claim 1	25,26
A	O'DONNELL ET AL: "OPTIMUM DISPLACEMENT FOR COMPOUND IMAGE GENERATION IN MEDICAL ULTRASOUND" IEEE TRANS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, vol. 35, no. 4, - July 1988 (1988-07) pages 470-476, XP000857184 NY, USA cited in the application the whole document	1-28

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.
PCT/EP 99/07478

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5782766 A	21-07-1998	US 5575286 A	19-11-1996
		US 5655535 A	12-08-1997
		DE 19611990 A	02-10-1996
		JP 8280688 A	29-10-1996
		US 5899861 A	04-05-1999
US 5575286 A	19-11-1996	DE 19611990 A	02-10-1996
		JP 8280688 A	29-10-1996
		US 5899861 A	04-05-1999
		US 5782766 A	21-07-1998
US 5655535 A	12-08-1997	US 5899861 A	04-05-1999
		US 5782766 A	21-07-1998
US 5653235 A	05-08-1997	NONE	
US 5566674 A	22-10-1996	NONE	
US 5623929 A	29-04-1997	NONE	
US 5072734 A	17-12-1991	JP 1017634 A	20-01-1989
		JP 1742802 C	15-03-1993
		JP 4031265 B	26-05-1992
		DE 3889660 D	23-06-1994
		DE 3889660 T	01-09-1994
		EP 0367826 A	16-05-1990
		WO 8900402 A	26-01-1989

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY,
DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, I
T, LU, MC, NL, PT, SE), JP

(71)出願人 Groenewoudseweg 1,
5621 BA Eindhoven, Th
e Netherlands

(72)発明者 ジャゴ, ジェイムズ アール
オランダ国, 5656 アーアー アインドー
フェン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 シュミージング, ダニエル シー
オランダ国, 5656 アーアー アインドー
フェン, プロフ・ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C301 CC01 EE11 EE12 JB28 JB29
JC06 JC13 JC20 LL03 LL04
5B057 AA07 BA05 CA12 CB13 CC02
CD14 CE08 CH01 CH11 DA16
5C076 AA11 BA01 BA05 BA06
5J083 AA02 AB17 AC18 AC29 AD13
AE10 BC02 BD07 BE56 BE58
CA12 DC05 EA10 EB03